ISSN 1561-5359. Штучний інтелект, 2017, № 1

УДК 51-76 : 621.396

Ю.П. Горго[1], Г.А. Омельяненко[2]
[1] Інститут проблем штучного інтелекту НАН України
пр. Академіка Глушкова, 40, м. Київ, 03680
[2] Київський національний університет імені Тараса Шевченка
пр. Академіка Глушкова, 4д, м. Київ, 83000

НОВІ АЛГОРИТМИ АНАЛІЗУ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ЛЮДИНИ

Yu.P. Gorgo[1], H.A. Omelianenko[2]
[1] Institute of artificial intelligence problems NAS and MES of Ukraine
40, Academician Hlushkov av., Kyiv, 03680
[2] Taras Shevchenko Kiev National University, Ukraine
4d, Academician Hlushkov av., Kyiv, 83000

NEW ALGORITHMS OF ANALYSIS MAN'S CARDIAC RHYTHM

В статті розглянуті підходи для підвищення інформативності оцінки ритму серця людини, введені деякі допущення щодо структури випадкового процесу, який визначає можливості і межі застосування математичного апарату до аналізу кардіоритму. Пропонується використовувати підхід до аналізу серцевої діяльності, заснований на розбитті масивів ритмограм на ділянки, відповідні певному функціональному стану людини. Подається алгоритм визначення детермінізму масивів ритмограм серця людини у вигляді детермінованого чи ймовірнісного процесів.

Ключові слова: ритм серця, детермінований та ймовірнісний процеси, функціональний стан, алгоритм.

In the article there are the considered approaches for the rise of informing of estimation of rhythm of man's heart, the entered some assumptions in relation to the structure of accidental process which determines possibilities and scopes of application of mathematical vehicle to the analysis of cardiorythms. It is suggested to take approach to the analysis of cardiac activity, based on laying of arrays of cardiogram out on areas proper to the definite functional state of man. The algorithm of determination of determinism of arrays of rhythmogram heart of man as the determined or stochastic processes is given.

Keywords: the rhythm of heart, determined and stochastic processes, functional state, algorithm.

Вступ

Аналіз серцевого ритму (СР) знаходить широке застосування при рішенні задач діагностики і прогнозуванні в клініці при визначенні психофізіологічних характеристик людини-оператора в ергономіці, під час тренувального процесу в спорті і для швидкої психофізіологічної оцінки функціональних станів людини для надійного і оперативного контролю [1,2]. Різні методи дослідження СР можна класифікувати таким чином. Перша група включає алгоритми, які розглядають СР, як випадкову величину. В цій групі вивчаються статичні параметри СР: середнє значення, середнє квадратичне відхилення, асиметрія, ексцес, а також різні похідні цих параметрів. Крім цього у психофізіології використовуються деякі спеціальні показники: індекс напруги, критерій SABS, показники напруженості або організація гістограми [2-4]. Для більшості цих методик при обробці СР характерна мала трудомісткість, що дозволяє проводити обчислення на мікропроцесорах, достатньо висока наочність, забезпечуючи легке розуміння і трактування отриманих результатів. Їх основним недоліком є низька інформативність, викликана відмовою від вивчення тимчасової динаміки ритмограми. Крім цього, як буде показаний нижче, можливі випадки, коли дві або декілька ритмограм, різні структури, що мають принципово, можуть відповідати одній і тій же функції розподілу, а, отже, не розпізнаватися на рівні випадкових величин. Більш ефективними є методики, які ми

відносимо до другої групи, які аналізують СР, як випадковий процес. При такому підході виникає необхідність у введенні деяких допущень щодо структури випадкового процесу, визначаючих можливості і межі застосування математичного апарату. При цьому, чим більш суворі ці обмеження, тим більше дієві алгоритми аналізу можна використовувати.

Постановка проблеми

Ми пропонуємо використовувати підхід аналізу серцевої діяльності, заснований на розбитті масивів ритмограм на ділянки, відповідні певному функціональному стану людини. Після цього ці ділянки ритмограм подаються як суми детермінованого і стаціонарного ергодичних процесів. Виходячи з літературних даних [5] і аналізу експериментальних результатів, можна зробити допущення про наявність гармонійних складових структури СР. Тому, в якості детермінованого процесу ми пропонуємо застосувати суми вигляду:

$$Y(t) = a_0 + \sum_{i=1}^{n} a_i * \sin(\omega_i t + (\varphi_i))$$

де a_0 - математичне очікування детермінованого процесу, a_i, ω_i **та** φ_i - амплітуда, частота і фаза і-той гармоніки відповідно, n - число існуючих гармонік. Стаціонарний процес передбачається з нульовим математичним очікуванням і обмеженою дисперсією.

Кінцевий етап пропонованого нами методу аналізу ритмограмм полягає в знаходженні математичного очікування, амплітуд і частот гармоніки, для детермінованого процесу (фази містять украй мало інформації і мають тільки допоміжне значення при обчислювальних операціях). Слід зазначити, що у психофізіологічних дослідженнях достовірно вдається звичайно описати лише одну гармоніку, що має найбільшу амплітуду [6,7]. Інші ж фактично пригнічуються шумом. Таким чином із запропонованої нами структури опису СР, видно, що в результаті аналізу експериментатор одержує всього чотири різні показники: математичне очікування, амплітуду і частоту основної гармоніки для детермінованого процесу, а для стаціонарного - дисперсію. Кінцевий етап пропонованого нами методу аналізу ритмограмм полягає в знаходженні математичного очікування, амплітуд і частот гармонік для детермінованого процесу, а також дисперсію для стаціонарного. Фази містять украй мало інформації і мають тільки допоміжне значення при обчислювальних операціях.

Запропоноване розкладання СР на суму детермінованого і стаціонарного Гауссових процесів дозволяє також одержувати чіткі оцінки структури ритмограм, сприяє більш строгому визначенню залежності структури послідовності R-R інтервалів ЕКГ від всіляких чинників, що впливають на досліджуваного. Вже при вивченні властивостей серцевого ритму на достатньо абстрактному рівні вдалося знайти обґрунтування окремих особливостей його структури.

Такий підхід до розкладання СР, забезпечує просту розробку програми-імітатора ритмограм, істотно полегшуючу відбір алгоритмів аналізу СР відшуканням областей їх застосування, а також дозволяє визначити ряд інших властивостей, що представляють інтерес для дослідника. Так, вивчаючи коефіцієнт ексцесу масивів СР, ми знайшли що цей показник стабілізується при довжині ритмограми біля 400 R-R інтервалів.

Основна частина

При побудові гістограм R-R інтервалів ЕКГ для визначення функціональних станів людини-оператора ми часто знаходили наявність бімодальних або

полімодальних структур, природу яких, використовуючи відомі методи аналізу серцевого ритму, задовільно пояснити не є можливим [5,7]. При використанні вище запропонованого методу аналізу серцевого ритму з'ясовано, що функції розподілу СР визначаються відношенням квадрату амплітуди гармонійної складової до дисперсії білого шуму. При цьому, чим це відношення більше, тим більше виражена бімодальність, при відношенні близькому до 2 виявляється ефект, існуючий на практиці полімодальності. При зменшенні цього відношення чітко виявляється одномодальна структура.

Аналізуючи ритм серця людини-оператора в біотехнічних системах, виникає необхідність в оперативному і коректному описі основних властивостей кардіоінтервалограми. При цьому слід враховувати, що психофізіологічний стан людини часто досить змінний, має значну варіабельність, а разом з ним змінюється і структура ритму серцевих скорочень [6,8].

Враховуючи вище викладене, виникла необхідність в розробці математичного підходу, що дозволяє з високою точністю проводити аналіз досить коротких, порядка 100 значень, кардіоінтервалограм. Виходячи з цього, був розроблений алгоритм визначення параметрів серцевого ритму, що забезпечує отримання асимптотично ефективних по відношенню до сімейства функцій втрат, асимптотично нормальних і сильно спроможних оцінок. Крім цього, при достатньо загальних допущеннях, отримані оцінки сходяться з вірогідністю «1» до істинних значень. Більш того, оцінка частоти спектральної складової сходиться швидше, ніж функція 1/N, де N - довжина послідовності, що аналізуються.

Запропонований алгоритм розроблений на підставі методу максимальної правдоподібності при припущенні, що кардіоінтервалограма може бути представлена, як випадковий процес, математичне очікування якого змінюється в часі по гармонійному закону, а шум має нормальний розподіл (для збіжності по ймовірності достатньо незалежності шуму і кінцівки його дисперсії). Алгоритм полягає в наступному: на підставі отриманих функцій від λ (числом 6), де λ - частота спектральної складової, будують функціонал $\mathbf{F}(\lambda)$. Мінімальне значення функціонала по відповідає оцінці частоти.

$$A_{11} = \sum_{j=1}^{N} cos^2 j \cdot \lambda - \frac{1}{N}\left(\sum_{j=1}^{N} cos j \cdot \lambda\right)^2$$
$$A_{12} = \sum_{j=1}^{N} sin j \cdot \lambda \cdot cos j \cdot \lambda - \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} sin j \cdot \lambda \sum_{j=1}^{N} cos j \cdot \lambda$$
$$A_{22} = \sum_{j=1}^{N} sin^2 j \cdot \lambda - \frac{1}{N}\left(\sum_{j=1}^{N} sin j \cdot \lambda\right)^2$$
$$A_{23} = -\sum_{j=1}^{N} xj \cdot sin j \cdot \lambda + \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} xj \sum_{j=1}^{N} sin j \cdot \lambda$$
$$A_{13} = -\sum_{j=1}^{N} xj \cdot cos j \cdot \lambda + \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} xj \sum_{j=1}^{N} cos j \cdot \lambda$$
$$A_{33} = \sum_{j=1}^{N} xj^2 - \frac{1}{N}\left(\sum_{j=1}^{N} xj\right)^2$$
$$\mathbf{F}(\lambda) = \frac{\det\begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{12} & A_{22} & A_{23} \\ A_{13} & A_{23} & A_{33} \end{pmatrix}}{\det\begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{12} & A_{22} \end{pmatrix}}$$

Де $\{x_j\}_{j=1}^{N}$ - послідовність інтервалів часу між скороченнями серця. На основі знайденої оцінки частоти гармонійної складової, вирішуючи нижченаведену систему лінійних рівнянь відносно $\mathbf{asin(\varphi)}$ і $\mathbf{bcos(\varphi)}$

$$\begin{cases} A_{11} a\sin(\varphi) + A_{12} a\cos(\varphi) + A_{13} = 0 \\ A_{12} a\sin(\varphi) + A_{22} a\cos(\varphi) + A_{23} = 0 \end{cases}$$

Отримаємо оцінки амплітуди і фази гармонійної складової. На підставі отриманих оцінок, по формулі

$$\mu = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}(x_j - \mathrm{asin}(j\lambda + \varphi))$$

знаходимо оцінку математичного очікування - μ. Обчисливши квадрат різниці між отриманим гармонійним процесом і вихідною послідовністю, отримаємо оцінку шумової складової.

Пропонований алгоритм реалізований на мові СІ++. Для вивчення збіжності пропонованих оцінок до істинних значень параметрів випадкового процесу залежно від довжини вибірки, а також для обліку можливої обчислювальної помилки було проведене більше 500 обчислювальних експериментів. Отримані результати показали:

При роботі на комп'ютері достатньо користуватися змінними СР стандартної довжини. Час аналізу вибірки, яка складається з 100 значень не перевищує 12 сек.

Помилка оцінки частоти дихальної складової кардіоінтервалограми (КІГ) не перевищує 5% з вірогідністю 0.95 при довжині вибірки 25 і більш значень. Помилка оцінки амплітуди дихальної складової не перевищує 15% за тих же умов.

Дисперсія пропонованих оцінок λ, a, φ, μ в середньому на 30% менше ніж при використанні оцінок, отриманих методами спектрального аналізу.

При визначеності основних підходів до оцінювання варіабельності ритму серця людини, ми зазначили, що методи оцінки часової області опираються на статистичні методи і направлені на дослідження загальної варіабельності серцевого ритму (ВСР). Методи оцінки частотної області - досліджують періодичні складові ВСР та інтегральні показники ВСР. До цих методів відносять автокореляційний аналіз та кореляційну ритмограму. Статистичні методи полягають у вимірюванні інтервалів, а також у порівнянні показників електрокардіограми. Вони дають кількісну оцінку варіабельності кардіоінтервалограми (КІГ), котра являє собою сукупність RR-інтервалів ЕКГ, котрі відображаються один за одним. Жоден з підходів не є універсальним [6,7].

Вибір способу оцінки КІГ залежить від мети, яку поставив перед собою дослідник. Це може бути дослідження коротких та довгих періодів реєстрації ЕКГ, дослідження ЕКГ здорової людини або із патологією, дослідження ритму у різних функціональних станах людини або у стані фізичного і емоційного стресу. Не кожен з вище зазначених методів здатен працювати у всіх режимах. Ми пропонуємо підхід, який враховує всі попередні методи і який дозволяє якісно оцінити організацію роботи ритму серця (**А**) за правилом Г. Фьорстера для розрахунку ступеня визначеності (*організації*) функціонування систем проходить [9,10] у вигляді:

$$R = 1 - Hx / Hmax, \quad \text{де} \quad Hmax = \log n, \quad H(x) = - \sum_{i=1}^{n} p_i \log p_i ,$$

де ***Hmax*** - максимальна невизначеність системи, ***H(x)*** - поточна невизначеність системи**;** ***n*** - кількість станів системи, ***Pi***- ймовірність прийняття системою ***i*** – того стану. При такому підході якість роботи серця визначалася за допомогою наступної математичної формули [10]. Величина **A** при цьому виглядає для визначеного масиву кардіоциклів наступним чином:

$$\mathbf{A} = 1 - \frac{-\sum_{i=1}^{16} \frac{m_i}{100} \cdot l}{ln16}$$

Суть цього методу полягає у визначенні кількості класів (16) у заданому масиві RR-інтервалів (100-200), знаходженні кількості ударів серця у кожному з класів ($\mathbf{m}_i$) та подальшому розрахунку змінної **A,** яка буде коливатися в діапазоні від 0 до 1. Чим більше графік розподілу випадкової величини RR-інтервалів у класах нагадує рівномірний розподіл і має ймовірнісний вигляд, тим ближче значення **A** до нуля і тим гірша організація серця на цьому проміжку. І, навпаки, чим більше розподіл RR-інтервалів нагадує нормальний розподіл і чим організація ритму серця ближче до 1, тим роботи серця більше детермінована. Якщо всі RR-інтервали знаходяться в одному класі, то А=1.

У програмі реалізовано два підходи до дослідження змінної А. В обох варіантах необхідно задати інтервальний час, за який бажано вивести значення А. Наприклад, ми задаємо період визначення масиву даних RR-інтервалів кожні 200 секунд. Перший спосіб полягає у накопиченні даних, тобто у змінній А будуть зберігатися дані за весь проміжок часу дослідження. При другому способі у змінній А зберігатимуться лише дані досліджуваної області, без попередніх. Обидва способи реалізуються як графічно, так і виводом у консоль поточних значень цих змінних. На графіку виводяться різними кольорами ці два способи, а в консолі змінні виводяться у вигляді $A_1 = X_1$; $A_2 = X_2$; При стабільній роботі серця буде спостерігатися циклічність даних, що виводяться, тобто, наприклад, кожні 3 хвилини параметри A_1 та A_2 будуть однакові, але кожні 200 секунд - різні. Тому дана програма ще корисна тим, що може допомогти дізнатися цей показник.

Для реалізації програмного продукту була обрана мова програмування С++, вона є високоефективною та швидкою у виконанні заданих операцій. Для створювання графічних проектів було підключено модуль OpenGL. Для звичайної роботи з .exe-застосунком можна не встановлювати цей модуль, він потрібен для редагування і написання проекту. OpenGL – це графічний пакет, а не математичний. Це означає, що усі побудовані графіки та моделі робились власноручно та попіксельно. В OpenGL немає вбудованих математичних функцій побудови графіків, як це є в Maple чи Matlab. Програма перебуває у графічному циклі. Це зроблено для того, щоб можна було повертатися, переглядати та аналізувати результати. Елементи програми оцінки ВСР людини подані нижче.

```
N = 213  A = 0.324302  A2 = 0.324302  M = 675.117
N = 427  A = 0.337391  A2 = 0.00226939  M = 675.761
N = 638  A = 0.427997  A2 = 0.308472  M = 680.329
N = 832  A = 0.265255  A2 = 0.273679  M = 694.231
N = 1029  A = 0.207141  A2 = 0.216877  M = 702.332
N = 1231  A = 0.178545  A2 = 0.104368  M = 705.362
N = 1427  A = 0.248155  A2 = 0.240352  M = 710.687
N = 1629  A = 0.261316  A2 = 0.267894  M = 711.817
N = 1831  A = 0.29459  A2 = 0.165515  M = 712.561

Statistical methods:
HR = 81.587990 bts/min
mRR = 738.401672 ms
D = 2219.538330 ms^2
SDNN = 47.111977 ms
RMSSD = 19.513371 ms
CV = 6.380264 %
NN50 = 48 bts
pNN50 = 2.485759 %

Geometrical methods:
Mo = 700.000000 bts
Amo = 36.697723 %
VR = 332 ms
MxDMn = 1.539837
SI = 78.953796 %
IVR = 110.535309 %/s
VPR = 0.004303 1/(bts*s)
PAPR = 0.052425 %/bts

n_klassov = 7
N = 1931
A = 0.279372
M = 714.311584
Modarr = 709
```

Етапи роботи виведені на блок-схему роботи ПЗ (рис.1). На початку необхідно запустити ПЗ на виконання. Далі програма з вхідного файлу «rr.txt» зчитує ряд кардіоінтервалів, визначеної у певної людини, щоб зберегти результати в базі. Досліднику пропонується обрати один з декількох режимів роботи програми, які будують графічні та геометричні методи. Програма буде працювати до того моменту, поки користувач не натисне кнопки дій, після виконання яких програма завершує свою роботу.

Програма на заданих даних з вхідного файлу будує графік, який показує зміну тривалості кожної кардіоінтервалограми в мілісекундах. Програма надає можливість за бажанням додавати або зменшувати яскравість розмірної сітки для покращення аналізу, натискаючи «+» або «-» на клавіатурі. Також для зручності було поділено запис інтервалів по 250 секунд. Графік можна прокручувати вперед.

У режимі «побудови графіку зміни ЧСС» програма будує для заданого масиву даних з файлу графік зміни ЧСС на всьому проміжку запису. У даному режимі також доступна можливість збільшувати або зменшувати масштаб графіка для його кращого вивчення.

У режимі «побудови гістограми» програма будує гістограму аналізу ВСР. Цей метод корисний в дослідженнях, де класи гістограми розбиті із кроком 50мс, за вимогами та правилами оцінки організації.

ISSN 1561-5359. Штучний інтелект, 2017, № 1

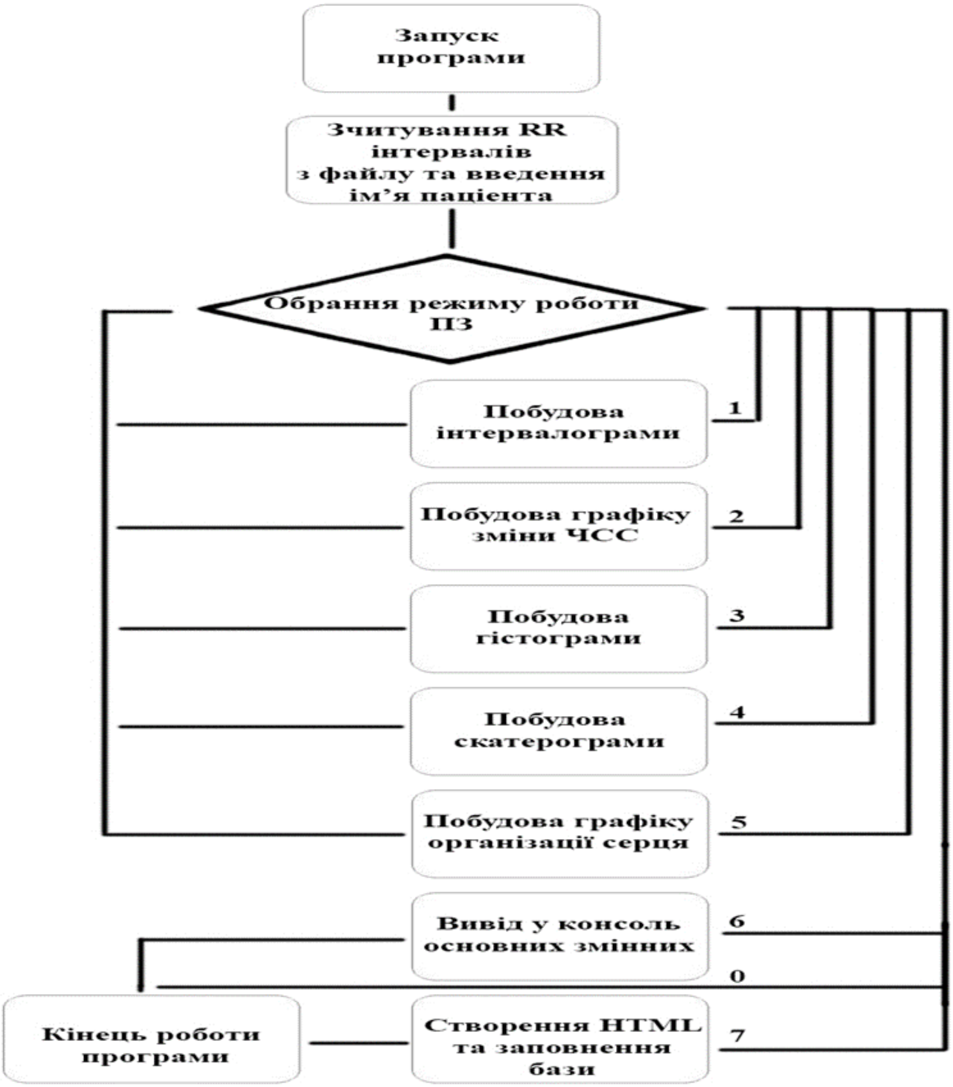


Рис.1. Блок-схема роботи програмного забезпечення для визначення організації ритму серця людини.

У режимі «побудова скатерограми».програма будує кореляційну ритмограму (скатерограму), один з найточніших та інформативних геометричних методів аналізу ВСР.

Проводиться вивід у консоль основних змінних ЕКГ, що необхідно для постановки діагнозу. Для цього необхідно подивитися на отримані статичні змінні, які виводяться у консолі. Програма виводить такі змінні, як: HR, mRR, D, SDNN, RMSSD, CV, NN50, pNN50, Mo, Amo, VR, MxDMn, SI, IVR, VPR, PAPR та інші. Всі необхідні дані виводяться у вигляді HTML-таблиці.

На даному етапі програма перебуває у режимі тестування та експерементального дослідження для знаходження нових закономірностей.

Висновки

Враховуючи наведене вище, можна зробити такі висновки:

1. Розроблено алгоритм визначення параметрів серцевого ритму, що забезпечує отримання асимптотично ефективних, асимптотично нормальних і сильно спроможних оцінок масивів ритму серця людини.

2. На підставі методу максимальної правдоподібності, розроблено алгоритм при припущенні, що кардіоінтервалограма може бути представлена, як випадковий процес, математичне очікування якого змінюється в часі по гармонійному закону, а шум має нормальний розподіл.

3. Попередні дослідження показали, що при поточній оцінці масивів серцевого ритму достатньо користуватися змінними стандартної довжини. Час аналізу вибірки, яка має до 200 значень не перевищує 12 сек.

4. Розроблено алгоритм та програму визначення ступеня детермінізму кардіоритму при різних психофізіологічних умовах, що дозволяє отримати значення організації отриманих масивів ритму серця людини.

Література

1. Белов Ю.А., Горго Ю.П. Роль человеческого фактора в системах "среда-оператор-машина."-К.: Знання, 1988. - 17 с.
2. Горго Ю.П. Психофізіологія (прикладні аспекти). – 1999, К., МАУП. – 123 с.
3. Хессет Дж. Введение в психофизиологию. – М.: Мир, 1981. – 248 с.
4. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М.: Медицина, 1979. - 295 с.
5. Клецкин С.З. Математический анализ ритма сердца: /Научн. обзор/ - М., 1979. – 116 с.
6. Pinna G.D., Maestri R., Di Cesare A. et al. The accuracy of power-spectrum analysis of heart-rate variability from annotated RR list generated by Holter systems. Physiol Meas 1994; 15: 163-79.
7. Генкин А.А., Медведев В.И. Прогнозирование психофизиологических состояний. - Л.: Наука, 1973. - 143 с.
8. Горго Ю.П. Особливості інтелектуального керування в біотехнічних системах.- Штучний інтелект.- 2015.- № 3-4 (69-70). – С. 180-189.
9. Антомонов Ю.Г. Системы. Сложность. Динамика / Ю.Г. Антомонов - Киев: Наукова думка, 1969. - 113 с.
10. Горго Ю.П. Информационный подход к оценке изменений физиологических характеристик оператора при разных режимах его работы. "Физиология человека", т. 12, N 2, 1986. – С. 87-92.

Literatura

1. Belov YU.A., Gorgo YU.P. Rol' chelovecheskogo faktora v sistemakh "sreda-operator-mashina."-K.: Znannya, 1988. - 17 s.
2. Horho Yu.P. Psykhofiziolohiya (prykladni aspekty). – 1999, K., MAUP. – 123 s.
3. Khesset Dzh. Vvedeniye v psikhofiziologiyu. – M.: Mir, 1981. – 248 s.
4. Bayevskiy R.M. Prognozirovaniye sostoyaniy na grani normy i patologii. – M.: Meditsina, 1979. - 295 s.
5. Kletskin S.Z. Matematicheskiy analiz ritma serdtsa: /Nauchn. obzor/ - M., 1979. – 116 s.
6. Pinna GD, Maestri R, Di Cesare A et al. The accuracy of power-spectrum analysis of heart-rate variability from annotated RR list generated by Holter systems. Physiol Meas 1994; 15: 163-79.
7. Genkin A.A., Medvedev V.I. Prognozirovaniye psikhofiziologicheskikh sostoyaniy. - L.: Nauka, 1973. - 143 s.
8. Horho Yu.P. Osoblyvosti intelektual'noho keruvannya v biotekhnichnykh systemakh.- Shtuchnyy intelekt.- 2015.- # 3-4 (69-70). – S. 180-189.
9. Antomonov YU.G. Sistemy. Slozhnost'. Dinamika / YU.G. Antomonov - Kiyev: Naukova dumka, 1969. - 113 s.
10. Gorgo YU.P. Informatsionnyy podkhod k otsenke izmeneniy fiziologicheskikh kharakte¬ristik operatora pri raznykh rezhi¬makh yego raboty. "Fiziologiya cheloveka", t. 12, N 2, 1986. – S. 87-92.

RESUME

Yu.P. Gorgo, H.A. Omelianenko

New algorithms of analysis man's cardiac rhythm

In the article there are the considered approaches for the rise of informing of estimation of rhythm of man's heart, the entered some assumptions in relation to the structure of accidental process which determines possibilities and scopes of application of mathematical vehicle to the analysis of cardiorythms. It is suggested to take approach to the analysis of cardiac activity, based on laying of arrays of cardiogram out on areas proper

to the definite functional state of man. The algorithm of determination of determinism of arrays of rhythm gram heart of man as the determined or stochastic processes is given.

The algorithm of determination of parameters of cardiac rhythm is developed, that provides the receipt asymptotic efficiency, asymptotic normality and strongly consistent estimations of arrays of human heart rhythm. Based on method of maximal plausibility, an algorithm is developed at supposition, that cardio interval estimate can be presented, as an accidental process the expected value of which changes in time on a harmonious law, and a noise has normal distribution.

Previous researches showed that at current estimation of arrays of cardiac rhythm it is enough to use the variables of standard length. Time of analysis of selection, which has to 200 values, does not exceed 12 sec. An algorithm and program of determination of degree of determinism of cardio rhythm is developed at different psycho physiological terms that allows getting the value of organization of the got arrays of human heart rhythm.

Надійшла до редакції 18.04.2017

